

## H\*(10) en la sala de tratamiento de un TomoLINAC

Mayra Guadalupe García Reyna<sup>1</sup>, Héctor René Vega-Carrillo<sup>1,2</sup>, Rodrigo Castañeda<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Programa de Doctorado en Ingeniería y Tecnología Aplicada  
Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Autónoma de Zacatecas  
Av. Ramón López Velarde s/n, 98068 Zacatecas, Zac., Mexico.

<sup>1</sup> Unidad Académica de Estudios Nucleares de la Universidad Autónoma de Zacatecas  
C. Ciprés 10, Fracc. La Peñuela, 98060 Zacatecas, Zac., México.

### Resumen

El cáncer representa la segunda causa de muerte a nivel mundial, tan sólo en 2018 ocasionó más de 9 millones de muertes. Las principales alternativas de tratamiento para esta enfermedad incluyen la cirugía, la quimioterapia y la radioterapia, en sus dos modalidades: Teleterapia y Braquiterapia. La tarea principal de la radioterapia es administrar la mayor cantidad de dosis al tumor sin dañar tejido aledaño, en teleterapia los rayos X son habitualmente empleados en la radioterapia para tratar varios tipos de cáncer. El objetivo de este trabajo es medir la H\*(10) y determinar la presencia de fotoneutrones en una sala de tratamiento por Tomoterapia del equipo de radioterapia TomoTherapy HD de la Unidad de Especialidad Médica de Oncología de Servicios de Salud del Estado de Zacatecas (UNEME).

**Palabras clave:** fotoneutrones; dosis equivalente ambiental; cáncer

## 1.- INTRODUCCIÓN

Se estima que la carga mundial de cáncer ha aumentado a 18.1 millones de nuevos casos y además representa la segunda causa de muerte a nivel mundial, en 2018 ocasionó 9.6 millones de decesos [WHO, 2018].

De acuerdo al diagnóstico del paciente existen diversos tratamientos como son cirugía, quimioterapia, inmunoterapia, terapia dirigida, radioterapia, o bien alguna en conjunción con quimioterapia, entre otros [Miller *et al.*, 2016].

En radioterapia, se usan los aceleradores lineales (linacs) para administrar grandes dosis a volúmenes pequeños. Los linacs poseen mayor precisión en la administración de terapia, diversos modos de entrega y minimizan el tiempo de las sesiones de tratamiento para el paciente [Allison, 2014].

La radioterapia se aplica en dos modalidades: teleterapia de haz externo o localmente como braquiterapia [Rosenblatt, E., & Zubizarreta, E, 2017]. El principal objetivo de la radioterapia es administrar la mayor cantidad de dosis al tumor sin dañar tejido aledaño, en teleterapia los rayos X son habitualmente empleados en la radioterapia para tratar varios tipos de cáncer [Baskar *et al.*, 2012].

En un acelerador médico lineal, el haz de fotones es generado por *Bremsstrahlung* cuando los electrones de alta energía chocan con el blanco, por lo general tungsteno. Además, se tiene evidencia que dentro de los aceleradores de alta energía se producen neutrones por reacciones foto y electro nucleares [Juste *et al.*, 2018].

En la Protección Radiológica existen magnitudes de protección y magnitudes operacionales que se usan para determinar las dosis de radiación y proteger al personal ocupacionalmente expuesto y al público. Las magnitudes operacionales, como la dosis equivalente ambiental ( $H^*(10)$ ), son medibles y se usan en aplicaciones prácticas para monitorear los niveles de dosis de radiación en diferentes áreas. Algunas de las magnitudes de protección son

medibles, como la dosis equivalente personal, el kerma y la dosis absorbida; otras, como la dosis efectiva no se pueden medir, pero se calculan a partir de las magnitudes medibles. Con el fin de garantizar la radioprotección del personal que labora en torno al TomoLinace se usan dosímetros para medir la dosis personal equivalente, que se convierte en la dosis efectiva y se asegura que sus valores no exceden los valores máximos permisibles [Valentin, 2007].

### **1.1.- Producción de Rayos X**

Fue el 8 de noviembre de 1895 cuando Wilhelm Conrad Röntgen descubrió los rayos X en su laboratorio en el Instituto de Física de la Universidad Julius-Maximilians de Würzburg en Baviera [Mould, 2018].

La radiación de Bremsstrahlung se genera cuando un electrón pasa cerca del núcleo de un átomo. La fuerza de Coulomb del núcleo desvía los electrones, y debido a la conservación de la energía, la energía de "frenado" perdida se emite como un fotón de alta energía [Lemos *et al.*, 2018]. Por otro lado, los rayos X característicos resultan de una transición electrónica que involucra orbitales atómicos más internos. Cuando los electrones unidos al interior del objetivo (por ejemplo, los electrones en la capa K) son expulsados por el haz de electrones incidente, los electrones de las otras capas llenan el agujero acompañado por la emisión de rayos X característicos de los materiales objetivo [Lai, 2018].

### **1.2- Termoluminiscencia**

De acuerdo con Salama (2018), la termoluminiscencia (TL) es un tipo de luminiscencia, en la cual ciertos materiales al calentarse al ser expuestos previamente a radiación electromagnética o ionizante emiten luz.

Según Bos (2007), el fenómeno de la TL ocurre en ciertos materiales que cumplen con las siguientes condiciones:

- Ser aislante o un semiconductor.

- Capacidad de almacenamiento para la energía absorbida durante la exposición a radiación ionizante.
- Emisión de luminiscencia tras el calentamiento del material.

De esta manera, un material termoluminiscente al ser expuesto a radiación absorbe parte de la energía y la almacena. La energía almacenada se libera en forma de luz visible cuando el material se calienta, estas características lo hacen adecuado en aplicaciones dosimétricas.

### 1.3- TomoLinac

La legislación en México define los valores máximos permisibles de dosis para el personal ocupacionalmente expuesto y para el público. Con el fin de asegurar que esto se cumple la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias revisa los protocolos de trabajo de los aceleradores lineales que se usan para el tratamiento de cáncer que se complementan con visitas *in situ*. Para el caso del paciente, que recibe grandes dosis en zonas localizadas en el cuerpo (tejido tumoral), no existen límites en la dosis, sin embargo para ciertas aplicaciones como los rayos X para el diagnóstico se sugieren valores de referencia. En este paradigma no considera el hecho físico de que la radiación es dispersada, así cuando el haz terapéutico y conformado, alcanza la superficie del cuerpo del paciente y penetra el tejido, los fotones son dispersados alcanzando órganos y tejidos que absorben parte de esa energía.

En la Unidad Médica de Especialidades Oncología (UNEME) de la Secretaría de Salud de Zacatecas cuenta con un acelerador lineal de última generación para tomoterapia (TomoLinac). El equipo trabaja con haces de fotones de 6 MeV donde se conforma el haz al perfil del tumor y el tratamiento se aplica en cortes. Este tipo de tratamiento permite entregar con mucha precisión el haz de tratamiento procurando reducir la dosis en tejidos y órganos adyacentes al tumor.

El uso de aceleradores lineales para el tratamiento de cáncer permite aplicar dosis en zonas muy localizadas, sin embargo cuando el acelerador produce fotones cuya energía supera la energía de amarre de los neutrones en el núcleo atómico de manera inherente se producen

neutrones que contaminan la sala de tratamiento. Estos neutrones alcanzan el cuerpo del paciente depositando dosis indeseadas. Para el caso del tungsteno y el plomo la energía umbral para producir fotoneutrones es superior a 8 MeV, sin embargo hay otros núcleos, como el deuterio cuya energía umbral es de 2 MeV. Otro hecho, poco estudiado, es que cuando el haz terapéutico y conformado alcanza el cuerpo del paciente algunos fotones son dispersados alcanzando otros órganos y tejidos alejados de la zona a tratar.

En el TomoLinac de la UNEME no se han realizado ningún estudio que permita determinar la presencia de neutrones, midiendo la  $H^*(10)$  por neutrones y los niveles de la  $H^*(10)$  debida a la radiación dispersada por el cuerpo del paciente.

El Cuerpo Académico de Radiobiología de la UAZ (CA1-UAZ) dentro de sus acciones de responsabilidad social universitaria (RSU) realiza trabajos de investigación tendientes a buscar conocimiento y traer consigo un beneficio social. Dentro de este marco de trabajo en este trabajo se definieron dos objetivos: Determinar si en el TomoLinac se producen fotoneutrones, y medir la  $H^*(10)$  en puntos cercanos a la zona de irradiación.

## 2.- MATERIALES Y MÉTODOS

La presente investigación se realizó en el área de tratamiento por Tomoterapia de la Unidad de Especialidad Médica de Oncología de Servicios de Salud del Estado de Zacatecas. En esta unidad se cuenta un equipo TomoTherapy HD de 6 MV. Que produce electrones de 6 MeV para generar haces de fotones *bremmstrahlung*, con energía máxima de 6 MeV, para el tratamiento de tumores. En la figura 1 se muestra el equipo.



Figura 1.- Equipo de Tomoterapia

## 2.1.- Medición de la $H^*(10)$ por neutrones

Para determinar la probable presencia de los fotoneutrones se usó un monitor de área para neutrones con detector pasivo para neutrones (Guzmán-García *et al.*, 2012; Valero-Luna *et al.*, 2012; Vega-Carrillo, Barquero & Mercado, 2013). El detector pasivo está formado por cuatro pares de dosímetro termoluminiscente del tipo 600 y un cuatro pares de dosímetros termoluminiscentes del tipo 700 (TLD 600 y TLD 700) (Vega-Carrillo *et al.*, 2014). Estos dosímetros son de  $\text{LiF:Mg,Ti}$ , donde el isótopo  $^6\text{Li}$  y  $^7\text{Li}$  tienen diferentes concentraciones. El  $^6\text{Li}$  tiene una sección grande para la captura de neutrones térmicos, mientras que el  $^7\text{Li}$  tiene una sección eficaz varios órdenes de magnitud menor para la captura de neutrones térmicos. Debido a que ambos tienen el mismo número atómico efectivo la probabilidad de detectar fotones es el mismo.

El monitor de área pasivo es un cilindro de polietileno en cuyo centro se colocan los pares de TLD 60 y 700. Con el fin de medir la radiación de fondo, se usaron 3 pares de TLD 600 y 700 que estuvieron cerca del monitor, excepto durante la operación del TomoLinac. El monitor de área se calibró una fuente isotópica de neutrones de  $^{241}\text{AmBe}$ .

El monitor de área pasivo se colocó a 2 m del isocentro virtual y sobre la mesa de tratamiento. Para el caso de la medición de neutrones se usó el procedimiento sugerido por Vega-Carrillo (2002).

## **2.2.- Medición de la H\*(10) por los fotones dispersados**

Cuando se aplica un tratamiento el haz de fotones alcanza la superficie del cuerpo del paciente y penetra hasta alcanzar el volumen a tratar, durante la interacción algunos fotones son dispersados por el cuerpo del paciente. Con el fin de medir la dosis debida a la radiación dispersada en torno al isocentro se usaron dosímetros termoluminiscentes del LiF:Mg,Ti (conocido como TLD 100). En este tipo de dosímetros la concentración de los isótopos del Li es la natural.

De acuerdo con Singh & Kainth (2018), los TLD se utilizan ampliamente como dosímetros independientes en aplicaciones de radioterapia para evaluar las dosis de radiación durante el tratamiento de rutina, tanto en radioterapia de haz externo como en braquiterapia. El TLD tipo 100 se usa ampliamente en radioterapia en comparación con otros materiales, debido a que su número atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}} = 8.14$ ) es casi equivalente al tejido y, por lo tanto, se aproxima mucho a las propiedades de absorción y dispersión del tejido humano ( $Z_{\text{eff}} = 7.42$ ).

Previamente todos los TLDs (100, 600 y 700) se calentaron por 1 hora a una temperatura de 400°C, en la mufla electrónica marca Panasonic. Según Furetta (2003), este tratamiento se aplica con el fin de eliminar cualquier registro termoluminiscente grabado por exposición previa a fuentes de radiación natural o artificial.

Una vez expuestos los TLDs a la radiación fueron retirados y se leídos con un lector Harshaw modelo 3500. Para evitar la oxidación de los elementos de la cámara y del TLD, las lecturas se hicieron en atmósfera de nitrógeno. La lectura se realizó calentando cada TLD desde 50 hasta 300 °C con un gradiente de temperatura de 10 °C/seg. Para cada uno se obtuvo la curva

de brillo que se integró. Para cada grupo de TLDs ubicados en una determinada posición se obtuvo el promedio y las respectivas desviaciones estándar.

Para determinar la radiación dispersada los TLDs 100, se calibraron con una fuente de Cesio 137 para bajos valores de la dosis equivalente ambiental (15  $\mu$ Sv a 1.50 Sv) y con el TomoLinac para altas dosis (1.0 a 6.0 Sv) y se encontró que en este rango de energías y con diferentes tipos de fotones la respuesta es lineal.

Dichos dosímetros fueron colocados una distancia de 60 cm del isocentro virtual y a 0°, 30°, 90° y 150°, y otro más a 270° a 240 cm del isocentro virtual, que se ubica a 70 cm del isocentro real. Todos los TLDs 100 se ubicaron en plano paralelo al piso y a 113 cm de éste; en cada posición se usaron 4 TLDs. Con el fin de hacer correcciones por fondo se usaron 4 TLDs que se mantuvieron junto con el resto, excepto durante la irradiación.

Las distancias y los ángulos cambian con respecto al isocentro real. Los TLDs a 0°, 30°, 150° y 270° se colocaron en una base de polietileno ubicada sobre un trípode de aluminio, los TLDs a 90° se colocaron entre placas de metilmetacrilato y sobre un fantoma paralelepípedo de agua sólida, que además se usó para colocar la cámara de ionización Exradin, modelo A1SL, la lectura de la cámara se usó para verificar la dosis medida con los TLDs.

Como medio dispersor, y con la intención de simular el cuerpo del paciente, se usó el fantoma de queso (*Cheese phantom*). Este fantoma es un cilindro de agua sólida, con un diámetro de 30 cm y 18 cm de espesor, el isocentro se ubicó en el centro del fantoma que se localiza a 85 cm del blanco del acelerador. El montado del arreglo experimental se puede apreciar en la figura 2.

Una vez colocado el arreglo, al isocentro se le aplicó una dosis de 20 Gy<sub>x</sub>, en la modalidad TomoDirect, con campos anterior y posterior, que se aplicó en 3 disparos, dos de 7 Gy<sub>x</sub> y uno de 6 Gy<sub>x</sub>.

Una vez expuestos se procedió a leer los TLDs, para cada grupo de TLDs 100 ubicados en una determinada posición se obtuvo el promedio y las respectivas desviaciones estándar.

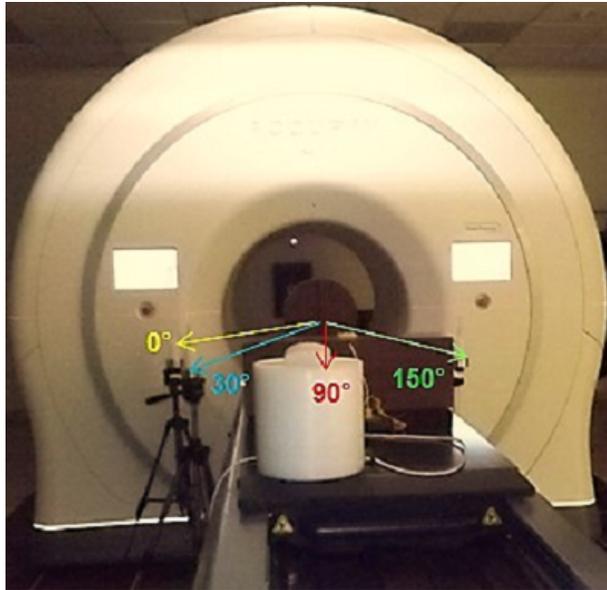


Figura 2.- Arreglo Experimental

Para el caso de la medición de la dosis debida a la radiación dispersada las lecturas promedio corregidas por fondo, para cada posición, se usaron para calcular la dosis equivalente ambiental.

### 3.- RESULTADOS

#### 3.1.- $H^*(10)$ por neutrones en el TomoLinac

Con el fin de determinar la presencia de fotoneutrones se usó el monito de área pasivo con pares de TLDs del tipo 600 y 700.

Las lecturas corregidas por fondo son:  $9.648 \pm 0.794$  nC y  $9.523 \pm 0.507$  nC para el TLD 600 y 700 respectivamente, se obtuvo la señal neta por neutrones la cual fue:  $-0.351 \pm 1.815$  nC.

Esto implica que no existen fotoneutrones en el TomoLinac.

### 3.2.- $H^*(10)$ debida a los fotones dispersados

Se midieron los valores de la  $H^*(10)$  debidos a la radiación que se dispersa al incidir sobre el fantoma.

En la Tabla 1 se muestran las lecturas individuales de los TLD 100, las cuales fueron promediadas y corregidas por la radiación de fondo cuyo valor fue de  $2.39 \pm 0.32$  nC usados en cada posición a una distancia de 60 cm y a 0, 30, 90 y 150° respecto al isocentro virtual y a 240 cm y 270° respecto al isocentro virtual.

Tabla 1.- Lecturas promedio de los TLDS

Posición	Lecturas de los TLDS [nC]
0°	64.34±8.82
30°	56.32±1.54
90°	24.47±0.71
150°	53.66±1.94
270°	7.06±0.54

Posteriormente, los anteriores resultados fueron convertidos a dosis equivalente ambiental ( $H^*(10)$ ) por medio de la recta de calibración de los TLDS con una fuente de Cesio 137 y el acelerador de Tomoterapia.

Tabla 2.- Valores de la dosis equivalente ambiental

Posición	$H^*(10)$ [mSv]
0°	11.29±1.55
30°	9.89±0.27
90°	4.33±0.13
150°	9.43±0.34
270°	1.29±0.10

## 4.- DISCUSIÓN

La diferencia resultó negativa lo que implica que no hay neutrones y que la señal de ambos tipos de TLD se debió a su respuesta a los fotones. Este resultado coincide con el reportado por Biltekin *et al.* (2015) quienes reportaron la presencia de fotoneutrones dentro del campo de tratamiento, pero fuera de éste no encontraron neutrones.

La mayor  $H^*(10)$  se registraron a 60 cm y a  $0^\circ$  respecto al isocentro virtual, es decir, en términos del cuerpo del paciente fue en el costado derecho del mismo. Por otra parte, las menores lecturas de  $H^*(10)$  se registraron en la posición a  $90^\circ$  y  $270^\circ$ , es decir, frente al paciente y en la parte posterior del equipo de Tomoterapia, respectivamente.

Finalmente, en las posiciones a  $30^\circ$  y  $150^\circ$  arrojaron resultados similares para  $H^*(10)$ . Por lo anterior, de esta manera el campo de los fotones dispersados por el fantoma no es isotrópico.

## 5.- CONCLUSIONES

Se determinaron los valores de la dosis equivalente ambiental de los fotones dispersados por un fantoma de agua sólida en puntos cercanos al isocentro virtual en la sala de tratamiento en la clínica de la UNEME del Estado de Zacatecas, y se realizaron mediciones para determinar la probable presencia de fotoneutrones. A continuación, se enlistan las conclusiones más importantes de este estudio.

1. Fuera del campo de tratamiento no se detectaron fotoneutrones.
2. Los fotones dispersados, y por lo tanto la dosis equivalente ambiental debida a éstos, en puntos cercanos la isocentro real, no se dispersan en forma isotrópica. La dosis equivalente ambiental tiene una distribución angular que muestran un patrón simétrico a  $30^\circ$  y a  $150^\circ$  a 60 cm del isocentro virtual.

3. La mayor dosis debida a la radiación dispersada se presenta en el costado derecho del paciente que se ubica en la dirección de la barrera primaria cuyo espesor, diseñado para absorber la radiación directa, es suficiente para absorber la dosis debida a los fotones dispersados.
4. Desde el punto de referencia del isocentro real, la dosis equivalente ambiental debida a la radiación dispersada es menor a  $0.60 \text{ mSv/Gy}_x$ , siendo la mayor dosis la ubicada de lado derecho del paciente y la menor dosis se encuentra en la parte posterior del acelerador en la dirección de una de las barreras secundarias cuyo espesor ( $>1 \text{ m}$  de concreto) es suficiente para garantizar que tras esa barrera secundaria la dosis se debe a la radiación de fondo.

### **Agradecimientos**

Al M. en C. Eric Reyes Rivera de la Unidad de Especialidad Médica de Oncología por su apoyo en la etapa experimental. Al Dr. Eduardo Villareal-Barajas del departamento de Física Médica del Centro del Cáncer “*Tom Baker*” de la Universidad de Calgary, Canadá, por la donación de los TLDs usados en este trabajo.

Al CONACYT por la beca asignada para realizar mis estudios de doctorado.

### **REFERENCIAS**

- Allison, RR; Patel, RM; & McLawhorn, RA. (2014). *Radiation oncology: physics advances that minimize morbidity*. *Future Oncology*: 2329–2344.
- Baskar R; Lee KA; Yeo R; & Yeoh KW. (2012). *Cancer and radiation therapy: current advances and future directions*. *Int J Med Sci*:193-199.

- Biltekin, F; Yeginer, M. & Ozyigit, G. (2015). *Evaluation of photoneutron dose measured by bubble detectors in conventional linacs and cyberknife unit: Effective dose and secondary malignancy risk estimation*. *Technology in Cancer Research & Treatment* 15: 560-565.
- Furetta, C. (2003). *HANDBOOK OF THERMOLUMINESCENCE*. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. Singapore.
- Guzmán-García, KA; Borja-Hernández, CG; Valero-Luna, C; Hernández Dávila, VM; & Vega-Carrillo, HR. (2012). *Passive neutron area monitor with TLD pairs*. *Revista Mexicana de Física* 58: 220-233.
- Juste, B., Morato, S., Salvat, A., Miro, R., & Verdu, G. (2018). *Study of the photoneutron generation caused by a LinAc Beryllium window with a 6 MeV treatment beam*. 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC): 4150-4153.
- Lai, J. H. (2018). *Polymers for Electronic Applications*: 0. CRC press.
- Lemos, N; Albert, F; Shaw, JL; Papp, D; Polanek, R; King, P; Milder AL; Marsh, KA; Pak, A; Pollock BB; Hegelich, BM; Moody, JD; Park, J; Tommasini, R; Williams, GJ; Chen, H; & Joshi C. (2018). *Bremsstrahlung hard x-ray source driven by an electron beam from a self-modulated laser wakefield accelerator*. *Plasma Physics and Controlled Fusion*, 60(5), 054008.
- Miller, KD; Siegel, RL; Lin, CC; Mariotto, AB; Kramer, JL; Rowland, JH; Stein, KD; Alteri, R; Jemal, A. (2016). *Cancer treatment and survivorship statistics, 2016*. CA: a cancer journal for clinicians: 271-289.
- Mould, R. F. (2018). *Discovery of X-rays: Wilhelm Conrad Röntgen*. In *A Century of X-Rays and Radioactivity in Medicine*. Routledge: 17-25.
- Rosenblatt, E; & Zubizarreta, E. (Eds.). (2017). *Radiotherapy in Cancer Care: Facing the Global Challenge*. International Atomic Energy Agency.
- Salama, E; & Soliman, HA. (2018). *Thermoluminescence glow curve deconvolution and trapping parameters determination of dysprosium doped magnesium borate glass*. *Radiation Physics and Chemistry*, 148, 95-99.
- Singh, R; & Kainth, H. S. (2018). *Effect of heating rate on thermoluminescence output of LiF: Mg, Ti (TLD-100) in dosimetric applications*. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 426: 22–29.
- Valentin, J. (2007). *The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection*. Elsevier, Oxford: 1-333.

- Valero-Luna, C; Guzmán-García, KA; Borja-Hernández, CG; Hernández Dávila, VM; & Vega-Carrillo, H.R. (2012). *Neutron area monitor with passive detector*. Revista Mexicana de Física 58: 262-264.
- Vega-Carrillo, HR. (2002). *TLD pairs, as thermal neutron detectors in neutron multisphere spectrometry*. Radiation Measurements 35: 251-254.
- Vega-Carrillo, HR.; Barquero, R. & Mercado, GA. (2013). *Passive neutrón area monitor with CR39*. International Journal on Radiation Research 11: 149-153.
- Vega-Carrillo, HR; Guzman-Garcia, KA; Gallego, E; & Lorente, A. (2014). *Passive neutron area monitor with pairs of TLDs as neutron detector*. Radiation Measurements 69: 30-34.
- WHO. [online]. *Cancer key facts*. (2018). Página de World Health Organization. < <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer> >. [Revisado en Enero 2019].